

國立臺灣大學理學院物理學研究所

碩士論文

Department of Physics

College of science

National Taiwan University

Master Thesis



由影像處理方法量化新生兒呼吸道窘迫症候群之胸腔

X光片嚴重度

Quantify Respiratory distress syndrome Chest X-ray Severity by

Image Processing

王瑞瑜

Ruei-Yu Wang

指導教授：董成淵 博士 曹伯年 博士

Advisor: Chen-Yuan Dong, Ph.D.

Po-Nien Tsao, Ph.D

中華民國 105 年 7 月

July, 2016

中文摘要



由影像處理方法量化新生兒呼吸道窘迫症候群之胸腔 X 光片嚴重度

目前新生兒呼吸窘迫症候群(respiratory distress syndrome, 縮寫為 RDS)為早產兒死亡率最高的幾個病因之一，其症狀為在出生後六小時內逐漸出現呼吸困難、皮膚青紫化，呼氣性呻吟、呼吸動作不協調等，在 48 小時內死亡率較高。然而因症狀並非出生後即顯現，而是漸進加重，因此需要事先經由輔助檢查評估是否需要進行臨床治療。目前使用的輔助檢測法包含羊水檢查、泡沫試驗、羊水磷脂甘油測定、血液檢查及 CXR(Chest X-ray, 即胸腔 X 光片)檢查等，其中除了 CXR 外的各試驗皆有具體數值去定義 RDS 的嚴重程度，如泡沫試驗即計算搖盪後的泡沫產生數、羊水及血液檢查可算出具體的化合物濃度，唯 CXR 的嚴重程度為定性而非定量分析，目前臺大醫院所使用的四級分法分別依 a. 肺部網狀小顆粒浸潤與否 b. 肺部血管充血與否 c. 橫膈與心肺消失與否 來進行分級。因此本研究嘗試針對臨床上出現呼吸窘迫現象的新生兒之胸腔 X 光片進行數值化，以期可以建立比較客觀的分級方法。

醫學影像辨識為一件頗為複雜的工作，尤其涉及病變而出現的不規則性，與一般影像處理相比有更多的限制。而有 RDS 現象的新生兒，在其胸腔 X 光片上會出現白化、邊緣模糊的現象，讓諸多現行處理胸腔肺部擷取的方法無法使用，且因為新生兒的體型關係，成象時使用的射線強度較成年人低，骨骼及肌肉等軟組織的對比較小，必須要另想方法才能取出肺部區域。

我們使用針對肋骨而設計的線偵測遮罩標定出肋骨區域後，再由邊緣跟隨的方式走出大略的胸腔範圍。此外以脊椎與肋骨相連的特性，利用閥值尋找出脊椎的位置。綜合以上方法最後可以大略的取出肺部區域，對所選區塊計算其平均及標準差。最後建立數值模型，排序其數值，與醫師分級之一致性可達 86%，說明了此檢測法量化之可能。

Abstract

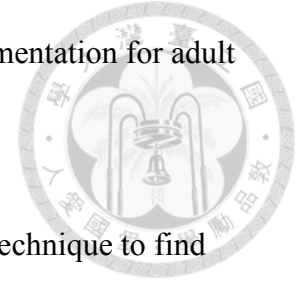


Quantify Respiratory distress syndrome Chest X-ray Severity by Image Processing

Respiratory distress syndrome is one of the main cause of death for premature baby. Its symptoms include difficulty breathing, purple skin, expiratory moan and uncoordinated breathing. It's mortality rate is highest in the first 48 hours. However, the symptoms are not shown immediately after birth. Some auxiliary examination is required for early detection of RDS. The auxiliary examination includes amniotic fluid examination, bubble test, PG examination, blood examination and chest x-ray(CXR) examination etc. All auxiliary examinations exclude CXR examination have specific numbers for classification, as the number of bubbles in bubble test, the molecule density in PG, amniotic and blood examination. CXR is a qualify but not quantify examination. The four grades classification standard used by NTUH are as follow: 1. If frosted glass pattern appear 2. If vessels are congested. 3. if the boundary between heart and lung, diaphragm and lung disappears. This research tries to numerically describe the RDS level of CXR, hoping to find a quantitative method for CXR classification.

Medical image processing is not an easy work, especially for the case involving irregularity disease area. For RDS new born, there will be white out and boundary

blurring effect on CXR. It makes most of the methods used for segmentation for adult CXR invalid. New approach must be developed.



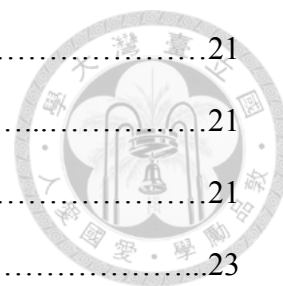
We use filter that are sensitive to ribs and use edge following technique to find the approximate region of thoracic cage. And by use of the property that spine nodes will be connected to ribs, to segment out the spine region by threshold. By mixing all approaches above, the lung area can be roughly segment out. After calculating the average and variation of selected regions, we see a correspondence (87% correctness) between the numerically grading and the qualitative grading which decided by doctors. It is concluded that it is possible to quantify RDS CXR by image processing.

目錄



第一章 導論.....	1
1.1 概述.....	1
1.2 研究動機及目的.....	1
1.3 章節提要.....	2
第二章 背景.....	3
2.1 X 射線造影簡介.....	3
2.2 胸腔構造簡介.....	4
2.3 醫療用格式 DICOM.....	6
2.4 影像處理.....	6
第三章 問題分析.....	7
3.1 數位影像處理.....	7
3.2 脊椎骨.....	7
3.3 肺部及胸腔區域.....	7
3.4 肋骨.....	9
第四章 影像擷取實作.....	10
4.1 概念簡介.....	10
4.2 直方圖均衡化.....	11
4.3 肋骨.....	12
4.4 脊椎骨.....	13
4.5 胸腔.....	16
4.6 肺部.....	18
4.7 心臟.....	19

第五章 數值計算及結果討論.....	21
5.1 計算方法.....	21
5.2 計算結果.....	21
5.3 修正.....	23
5.4 數值化後之分級.....	24
5.5 結果與討論.....	31
5.6 未來發展及改進方向.....	32
參考資料.....	33



圖目次

Figure 2.1.1 正常成人胸腔 X 光片.....	3
Figure 2.2.1 第一級 RDS.....	5
Figure 2.2.2 第二級 RDS.....	5
Figure 2.2.3 第三級 RDS.....	5
Figure 2.2.4 第四級 RDS.....	6
Figure 2.2.5 第四級 RDS.....	6
Figure 3.3.1 成人 CXR.....	7
Figure 3.3.2 幼兒 CXR 第二級與第四級.....	8
Figure 3.3.3 肺部原影像、閾值萃取後影像.....	8
Figure 3.4.1 肋骨近似流程.....	9
Figure 3.4.2 線偵測.....	9
Figure 3.4.3 濾除雜訊.....	9
Figure 3.4.4 原圖比較.....	9
Figure 4.2.1 均衡化前直方圖.....	11
Figure 4.2.2 均衡化後直方圖.....	11
Figure 4.2.3 原始影像.....	11
Figure 4.2.4 均衡化直方圖後影像.....	11
Figure 4.3.1 肋骨偵測遮罩.....	12
Figure 4.3.2 優化後影像.....	12
Figure 4.3.3 肋骨偵測遮罩結果.....	12
Figure 4.3.4 單一 2X2 遮罩結果.....	12
Figure 4.3.5 三遮罩聯集結果.....	12
Figure 4.4.1 閾值 150 至 160 像素分布.....	13
Figure 4.4.2 閾值 180 至 190 像素分布.....	13

Figure 4.4.3 脊椎萃取 1.....	14
Figure 4.4.4 脊椎萃取 2.....	14
Figure 4.4.5 脊椎萃取 3.....	14
Figure 4.4.6 脊椎萃取 4.....	14
Figure 4.4.7 脊椎近似結果 1.....	15
Figure 4.4.8 脊椎近似結果 2.....	15
Figure 4.4.9 脊椎近似結果 3.....	15
Figure 4.4.10 脊椎近似結果 4.....	15
Figure 4.4.11 脊椎近似結果 5.....	15
Figure 4.5.1 Kirsch edge detector 1.....	16
Figure 4.5.2 Kirsch edge detector 2.....	16
Figure 4.5.3 邊緣跟隨 1.....	17
Figure 4.5.4 邊緣跟隨 2.....	17
Figure 4.5.5 胸腔邊界 1.....	17
Figure 4.5.6 胸腔邊界 2.....	17
Figure 4.6.1 組合區域.....	18
Figure 4.6.2 上下物件移除(第一級).....	18
Figure 4.6.3 (a) 上下物件移除(第二級).....	19
Figure 4.6.3 (b) 上下物件移除(第三級).....	19
Figure 4.6.3 (c) 上下物件移除(第四級).....	19
Figure 4.6.3 (d) 上下物件移除(第四級).....	19
Figure 4.7.1 心肺示意圖.....	19
Figure 4.7.2 心肺分割範例.....	20
Figure 5.1.1 裁切前.....	21
Figure 5.1.2 裁切後.....	21

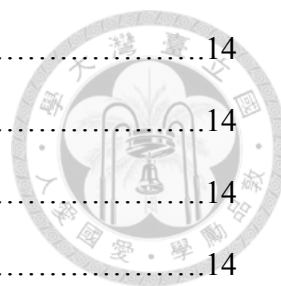
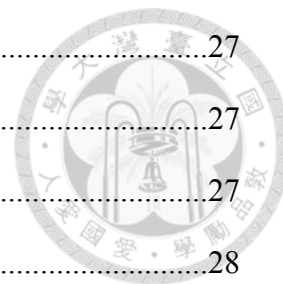


Figure 5.4.1 R=0.25 排序結果.....	27
Figure 5.4.2 R=0.5 排序結果.....	27
Figure 5.4.3 R=1 排序結果.....	27
Figure 5.4.4 R=2 排序結果.....	28
Figure 5.4.5 R=4 排序結果.....	28
Figure 5.4.6 R=8 排序結果.....	28
Figure 5.4.7 R=0.25 分級結果.....	29
Figure 5.4.8 R=4 分級結果.....	28



表目次

Table 4.4.1 不同閾值像素分布資料.....	14
Table 5.2.1 臺大醫院提供 CXR 資料.....	21
Table 5.2.2 影像資料.....	22
Table 5.3.1 平均資料.....	23
Table 5.4.1 函數值($R=0.25$ 、 $R=0.5$ 、 $R=1$).....	25
Table 5.4.2 函數值($R=2$ 、 $R=4$ 、 $R=8$).....	26
Table 5.4.3 各 R 值之排序一致性.....	30
Table 5.4.4 人工及自動分級.....	30



第一章 導論

1.1 概述

能取得人體內部組織資訊的醫學影像，為各病症重要的診斷依據。目前較為常見的造影方法有 X 射線造影、心血管造影、超聲波、光學造影、核磁共振等族繁不及備載。然醫學影像為一逆推科學，生物組織特性是由觀測到的影像信號反推而來，因此造影後的影像解讀更傾向為一經驗學，事後再經由各式模型去解釋不同組織產生的訊號差異；也因此臨床的判斷上，相當仰賴醫療從業人員的經驗。目前許多醫院已設有影像醫學中心，並編製負責造影設備操作的醫護人員，影像醫學已在醫學領域中自成一格。

1.2 研究動機及目的

承前節所述，醫學影像的解釋方法，因由人眼判斷，多為定性而非定量分析。相比於其他能測量出具體數量單位的醫學檢測技術，在訂定各項目標準時會顯得較為模糊。並非醫療人員的經驗不可仰賴，而是若能多提供一項數值作為診斷參考，並確保該數值有統計上之信度效度，應有益而無害。

此篇從新生兒呼吸窘迫症候群(又名新生兒肺透明膜疾病)著手。新生兒呼吸窘迫症候群雖有眾多輔助檢測方法，且其中羊水及化合物檢驗的檢測正確率已達 95%以上[1]。然檢驗法費時且費工，並非所有醫院都有該輔助檢測。目前唯胸腔 X 光片為所有狀況下都會採取的醫學檢查法，其與臨床表現的相關性高於 62%[2]。雖與其他定量性分析的準確度尚有一段距離，但實為最務實的檢測法。

有呼吸窘迫症候群之新生兒的胸腔 X 光片，雙肺葉會產生白化、毛玻璃狀霧化、黑樹枝狀陰影特徵，醫師會依據各處病徵有無將之分為四個等級。為了解量化後數值與醫師定性分級是否有一定相關性，我們藉由一些影像處理的步驟取出肺部影像，數值化後也進行排序及分類，最後將兩者做比較。若有一定相關性，或可做為往後診斷參考，或是推展至其他疾病 X 光片的研究。

1.3 章節提要

本論文共分為五個章節，各章節之提要如下：



第一章為導論，概述並提出本論文的研究動機與目的。

第二章為背景，介紹與本論文相關的知識背景，包含 X 射線造影，胸腔構造、RDS 介紹、醫療用格式 DICOM、影像處理軟體 openCV。

第三章描述問題分析，使用數位影響處理方式的層面，以及面臨難題。

第四章討論解決方法、影像處理的實作。

第五章為結果與討論，包含數值運算方法，並討論數值是否合乎預期，最後對未來發展的方向及不足處進行說明。

第二章 背景

此章節會介紹與本論文相關的知識背景，包含 X 射線造影，胸腔構造，呼吸窘迫症候群，醫療用格式 DICOM 及影像處理方法。



2.1 X 射線造影簡介

X 光片(radiography) 使用的射線波長範圍在 0.01 到 10nm 之間，此波段對物體的穿透力很強，物體構造中密度較高的部分能吸收較多的 X 光，所以會在後方的感光底片上留下陰影。因此依據人體組織密度的不同，會留下深淺不一的影像。

一般而言，骨骼屬於吸收能力較強的高密度組織，在後方的影像板上會呈現白色，而密度較低的組織如肺部空氣、或腸道空氣等吸收能力較低，則會呈現黑色，醫師便是由此特性來進行診斷。在 RDS 的症狀中，因為肺泡部分不成熟無法張開，依嚴重程度致使氣體無法進入末端，使密度較正常肺部高，在 X 光造影上就會呈現白化的現象。

胸腔 X 光片(Chest X-ray, 簡稱 CXR)及胸腔構造簡介：

右圖為一無異狀的胸腔 X 光片，宜注意橫膈膜(Diaphragm)、右心房(right atrium)、左心室(left ventricle)的輪廓相當明顯，且兩側肺部呈現黑色，此外各大動靜脈皆可辨別，相比下 RDS 的 CXR 會呈現兩肺白化，邊際模糊的現象。

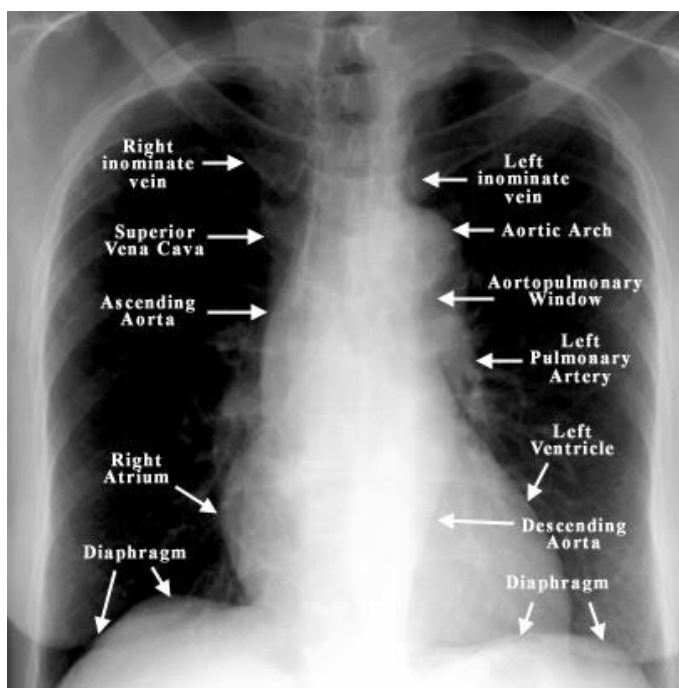


Figure 2.1.1 正常成人胸腔 X 光片
edited from <http://www.hakeem-sy.com/main/node/42985>



2.2 認識新生兒呼吸窘迫症候群

2.2.1 簡介：英文名 Respiratory distress syndrome, 簡稱為 RDS，別名肺透明膜病(hyaline membrane disease, HMD)。指出生後不久即出現進行性呼吸困難、青紫、呼氣性呻吟和呼吸衰竭。主要見於早產兒，非早產兒病例僅占 5%。發病後若無妥善治療，可能會進而引發缺氧、酸中毒，最終導致新生兒死亡，此病佔全部新生兒死亡原因的三成，早產兒死亡原因的五至七成。

2.2.2 病因：主要為缺乏 II 型肺泡細胞產生的表面活性物質所造成，表面活性物質的 80%以上由磷脂組成，在胎齡 20~24 周時出現，35 周後迅速增加，故早產兒發病率較高。

2.2.3 發病機理：表面活性物質(又稱表面活性張力素)，能降低肺泡壁與肺泡內氣體交界處的表面張力，使肺泡張開。但其半衰期短需要不斷補充。表面活性張力素缺乏會導致肺泡表面張力增高，呼氣時肺泡收縮導致塌陷，導致臨床上呼吸困難等症狀。又因表面活性物質之合成與含氧量、酸鹼值、溫度有關，若因呼吸窘迫症狀致使缺氧、酸中毒、體溫散失，會進一步使合成量降低，變成一惡性循環。

2.2.4 臨床：95% 患者都是早產兒，出生時心跳呼吸可能完全正常，但在接下來六小時內逐漸出現呼吸困難、青紫、呼吸動作不協調、呼吸由快轉慢等症狀。經急救後呼吸可好轉，但隨後會復發，程度漸次加重，持續時間延長、發作間隔縮短，體溫不穩定。48 小時內病死率最高，若能存活至 72 小時後，肺部成熟度增加，則多數患兒能逐漸自行康復。

2.2.5 診斷：

- A. 羊水檢查：出生前經羊膜穿刺，或出生時留取破膜的羊水，作泡沫試驗及卵磷脂和鞘磷脂比值檢查。
 - a. 泡沫試驗：羊水中能降低表面張力的活性素若不足，液體本身表面張力較強，將不容易產生泡沫。因此觀察搖盪後的泡沫產生數



可以作為診斷依據之一。

- b. 卵磷脂和鞘磷脂：卵磷脂與鞘磷脂的比值為肺成熟度的指標之一，測量羊水中兩者的比值，若前者與後者比值低於 2：1，則代表發育不良。
- B. 胃液振蕩試驗：概念同羊水泡沫試驗，只是將樣本液改為尚在胃部的羊水。使用胃液震盪試驗的準確率較低，且因羊水會隨時間離開胃部進入腸道，過一定時程後便失去參考價值。
- C. 血液檢查：檢查酸鹼值及呼吸系統相關代謝物含量，若過酸性、血鉀過高則為危險群。
- D. 肺部 X 線檢查：按病情輕重可分四級。(以下四圖為台大醫院提供)

- a. 第一級為肺部出現細粟粒狀毛玻璃樣陰影。(右圖)



Figure 2.2.1 第一級 RDS

- b. 第二級為支氣管充血產生管影。(下圖)



Figure 2.2.2 第二級 RDS

- c. 第三級為心緣邊界模糊。(右圖)

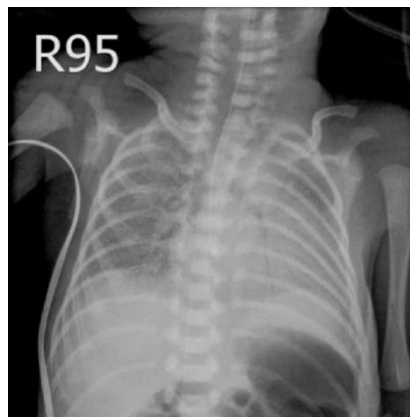


Figure 2.2.3 第三級 RDS

d. 第四級為整片肺皆成白色。(下二圖)

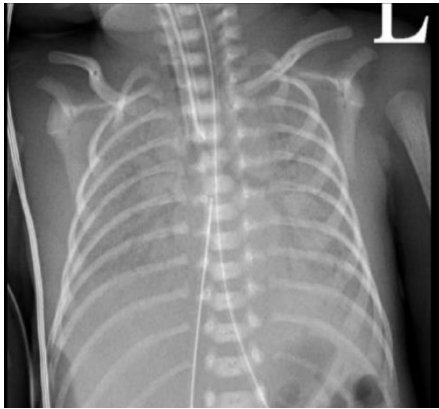


Figure 2.2.4 第四級 RDS



Figure 2.2.5 第四級 RDS

2.3 醫療用格式 DICOM

DICOM 為 Digital Imaging and Communications in Medicine，即為醫療數位通信協定。在數位儲存技術逐漸成熟後，各醫材也漸漸由底片式的紀錄方式演進為數位儲存。而一個統一的儲存格式能帶來諸多便利，與一般傳統圖檔儲存方式不同，DICOM 格式為一病歷式的儲存方式，同一病歷中的多張圖像會歸在同一 DICOM 格式下。此外由多圖所組成的 3D 掃描影像也會遵循一定的儲存規則，這讓後續檔案處理及傳播有了一致性的標準。目前全世界醫材皆使用 DICOM 作為共通語言，因此本實驗所使用的圖檔皆源自 DICOM。但其格式較為複雜，必須藉由網路上提供的轉檔軟體[附上來源]轉為傳統格式(tif,jpg)，才能使用 open CV 的內建函式。

2.4 影像處理

使用 C++與網路上供免費使用的影像處理軟體 OpenCV。OpenCV 內已寫好能呼叫傳統圖檔各像素值的函式 `cvGet2D(IMAGE,y,x).val[ch]`，只要選定圖檔 (IMAGE)，給予想要取得的像素位置(y,x)及頻道(ch：Blue=0,Green=1,Red=2)，就能呼叫出該處的影像強度。藉由這個函式我們便可以成功遍歷整張影像，並做各式處理，提取所需資訊。一般影像處理過程分為前處理與後處理，前處理負責影像的優化，以便後處理能擷取比較好的品質，會在下兩章介紹。

第三章 問題分析

3.1 數位影像處理

在數位影像處理方面，由於我們的目的是將胸腔影像中的肺部區域查找出來，因此必須採用相關的分割(segmentation)方法加以完成。區域分割的方法很多，必須要針對所處理的影像特性採取不同的解決方式。一般而言，分割可分為「全域分割」及「區域分割」。

3.2 脊椎骨

全域分割最常使用閾值(threshold)的概念，即取出整張圖中某一區間強度值的區域，這特別適用於 CXR 中的硬組織，如脊椎骨，因其強度高於其他組織且相對穩定，容易與其他軟組織區分。肋骨雖然也屬於硬組織，但厚度及所處位置深淺會使肋骨有連續性的強度變化，因此難以用閾值的方式擷取。

3.3 肺部及胸腔區域(thoracic cage)

目前已有諸多方法，2015 年的文獻[3]中提出的統整大約有以下幾種：

1. 區域成長
2. 3D 閾值萃取
3. 流域分割

及需要數據庫做機器學習的：

4. 像素分類
5. 變形模型
6. 圖切分割

但皆針對成人 CXR (如右上圖)，成人 CXR 與幼兒 CXR 有非常明顯的差別，主因為成人

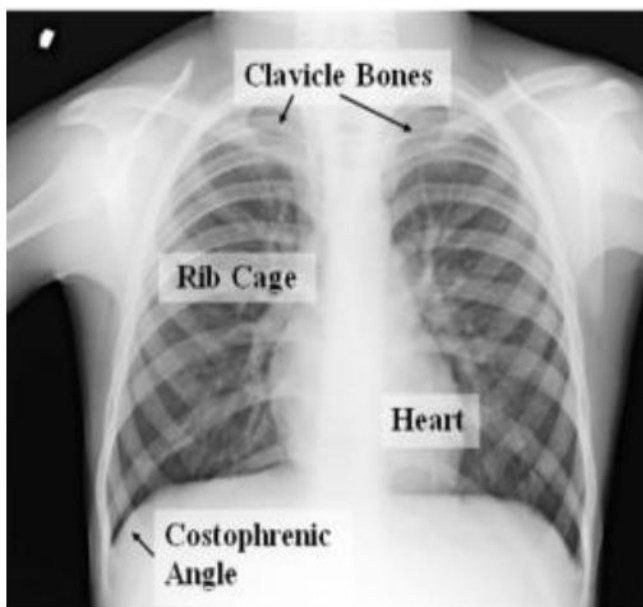


Figure 3.3.1 成人 CXR, edited from Ref. [3]

人身體厚度較厚，氣體區域與外圍的軟組織區域非常明顯，二來是 X 光照射劑量是依據受試人身體厚度而定，新生嬰兒照射強度比成人照射強度低，此二原

因加總起來使兩者的 X 光片對比度有很顯著的差異，使得許多用於成人胸腔分割的前提假設不成立。此外 RDS 病徵的特性更是讓問題雪上加霜，白化後的肺部組織亮度甚至會與肝臟相同，遑論找出下橫膈的交界位置。

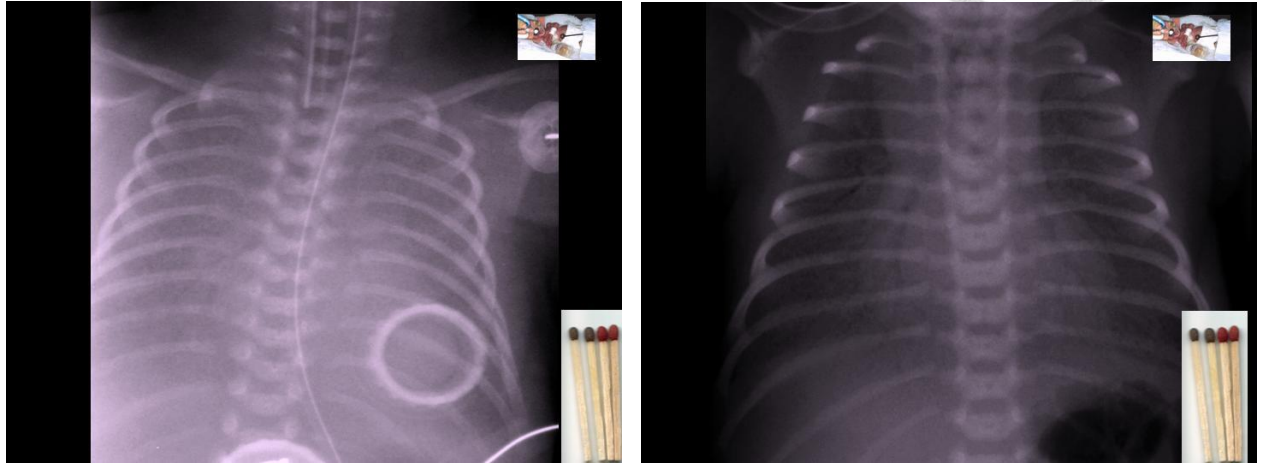


Figure 3.3.2 RDS 第二級(左) RDS 第四級(右)
Edited from <http://www.kinderradiologie-online.de/>

左右圖分別為為 RDS 四級、二級，右圖可以看出區域成長及流域分割難以把胸腔部位取出，因左右側肋骨並沒有把胸腔封起，且外側組織亮度極弱，選定的種子點會一路跑到外部區域。而左側圖可以看出閾值萃取在程度較嚴重的 CXR 中是不切實際的作法，白色肺的強度已與外圍組織無法辨別。而礙於所能取得的 RDS CXR 相當有限，所以無法使用需要大量 CXR 數據庫的幾種方法。

右圖來源：

[ribs_threshold_method]，擷取前影像與閾值萃取後影像。

左圖可看出成人雙肺明暗與外圍組織有明顯區別，因此適用閾值萃取的方法。

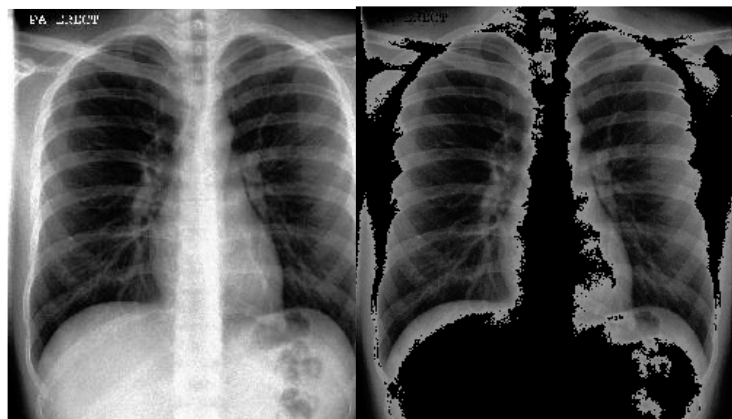


Figure 3.3.3 肺部原影像、閾值萃取後影像

Edited from Ref. [4]

3.4 肋骨

最一般性的做法是使用邊緣偵測後使用霍夫變換，去近似肋骨形成的多項式軌跡。但霍夫變換非常耗時，且臨床上會有許多管線出現在 CXR 中，會干擾到區域性的多項式近似。且對於 RDS CXR 中整體材質性的變化，並不需要做到很準確的肋骨標定。少取肺部影像對數值計算影響較小，而不小心多包含到骨骼組織影響較大，只要依此去設計肺部擷取方法即可。

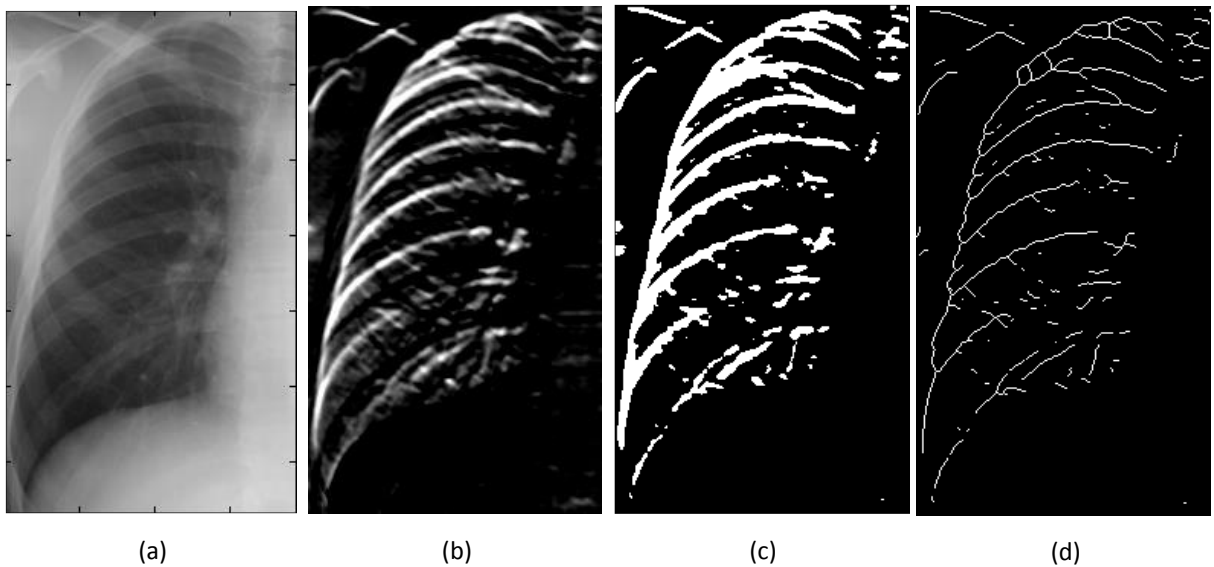


Figure 3.4.1 肋骨近似流程 (a)原圖 (b)邊緣偵測遮罩 (c)閾值萃取 (d)細化

Edited from Ref. [5]

上圖為[5]使用多項式近似的肋骨偵測方法，唯該文末節有指出其準確度在正常情況下亦有可能失效。

Figure 3.4.2 至 Figure 3.4.4 為 AISCR-V2[6]所使用的線偵測遮罩，亦為接下來所選用的方法。



Figure 3.4.2 線偵測

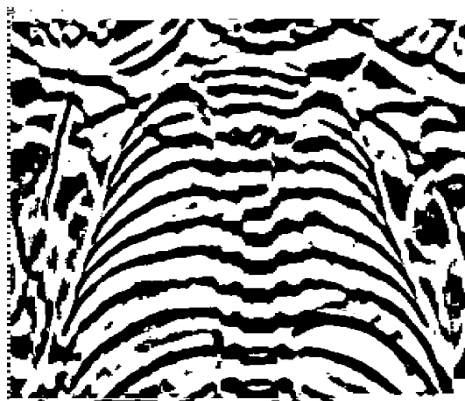


Figure 3.4.3 濾除雜訊



Figure 3.4.4 與原圖比較

第四章 影像擷取實作



4.1 概念簡介：

a. 門檻萃取(thresholding)

原理最為簡單，即是把影像中再選定區間灰階值的地區選出，但也是最重要的方法。依照影響品質與特性不同，門檻萃取前需要一些去除雜訊或是增強對比的前處理，能夠達到比較好的選定品質。

b. 濾波與遮罩(filter and mask)

概念為將自定義的遮罩在影像中移動，計算在遮罩內各像素強度，並進行線性或非線性組合(即為線性遮罩、非線性遮罩)，最後所得之值即為遮罩中心的輸出值。此方法可以有效偵測、去除區域雜訊，如高斯濾波器(Gaussian filter)、中間值濾波器(Median filter)。

c. 邊緣查找(edge detection)

在區域中找出灰階值變化較高的地方，則該處即有可能是邊緣地帶。眾多影像處理都相當仰賴邊緣查找的結果來進行後續的處理，因此邊緣查找前的處理非常重要，否則因雜訊而產生的偽邊緣很可能會讓接下來影像辨識出現誤判。

d. 均衡化直方圖(histogram equalization)

直方圖為強度與像素數量的作圖，可以大致了解一張影像的強度分配。然而影像的灰階值通常只會集中於幾個強度區間內，而沒有像素會落在極強與極弱區。若能把偏強的像素往極強區、偏弱的像素往極暗區拉開，便能有效把整張影像的明暗差異變得更顯著，有助於接下來的影像處理。

e. 連接組件標籤(connected component labeling)

要知道一個像素是否屬於同一個物件，最簡單的方法就是檢查他們是否相黏。因此藉由對整張圖的像素進行標籤，若發現像素彼此相鄰便把標籤設為相同，藉此可以知道各像素所屬的物件。

4.2 直方圖均衡化

此為加深對比最有用的前處理之一，為拉開明暗像素差異的手段。其原理及是設計一個小於 1 的遞增函數 $T(I)$ ，藉此產生一個新的影像，使其每個像素的強度 I 映射到另一個強度 $I \cdot T(I)$ 。其中變數 I 為像素強度，此處 CXR 的影像深度 256 位元， I 即在 0 到 255 之間變動。因 $T(I)$ 為一遞增函數，此新產生影像的各強度相對位置都沒有改變，且為了讓影像更妥善的利用各個強度區間，新影像的直方圖應變得更接近平均分布。

能達成此一目的的函數為機率累積函數，從 $I=0$ 至 $I=256$ ，會產生一個在 $[0,1]$ 區間的遞增函數。且像素較少的強度區間，會因機率累積函數變動不大而在新影像中被擠壓在較小的強度區間內；反之像素較多的強度區間，在新影像中會被拉開並依強弱順序被拉開在較寬的強度區間中。

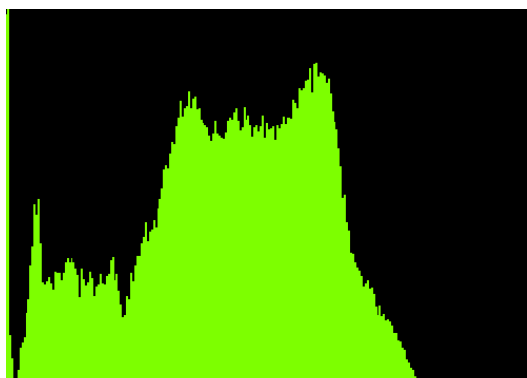


Figure 4.2.1 均衡化前之直方圖

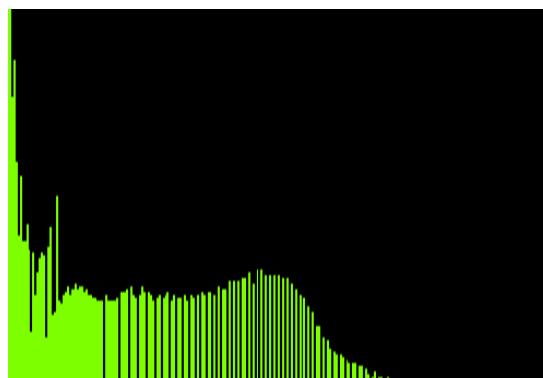


Figure 4.2.2 均衡化後之直方圖



Figure 4.2.3 原始影像



Figure 4.2.4 均衡化直方圖後之影像

4.3 肋骨

此遮罩為[]系統所使用的肋骨偵測遮罩，其型式如右圖所示。

這個遮罩就是一般邊緣偵測遮罩的加粗版，擅長尋找有一定寬度的線形，且其方向設定為橫向，很適合做為肋骨的探測遮罩。

在使用肋骨偵測遮罩前會先對影像進行直方圖均衡化，拉開軟硬組織在 X 光片上的強度變化，能夠讓邊緣偵測的效果比較好，使用遮罩後之效果如下圖。

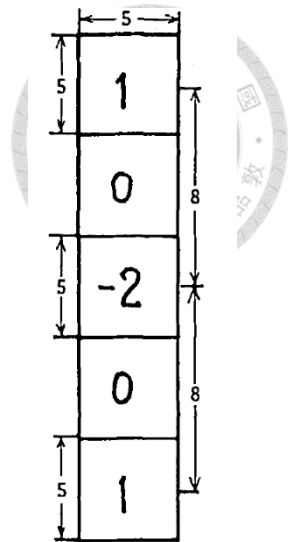


Figure 4.3.1 肋骨偵測遮罩
edited from Ref. [6]



Figure 4.3.2 優化後之影像



Figure 4.3.3 肋骨偵測遮罩之結果

大致上肋骨都被標出後，必須要去影像中的高頻雜訊。濾除雜訊的方法很多，從右圖中可以看出雜訊為肋骨間瑣碎的結構。這部分可以用降解析度的方法去除。降解析度即是把每 $n \times m$ 格的強度做平均。在這邊使用的遮罩為 1×1 、 2×2 、 3×3 三種遮罩的聯集，確保大部分的雜訊被濾除，其結果如 Figure 4.3.5。

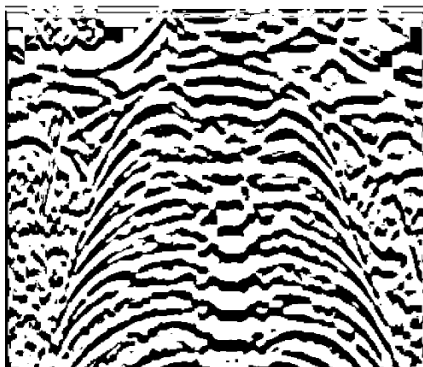


Figure 4.3.4 單一 2×2 遮罩



Figure 4.3.5 三遮罩聯集

4.4 脊椎骨

脊椎骨使用閾值萃取，原因為脊椎的強度均衡且固定，適用此分割法。

在進行閾值查找前我們一樣會先對影像進行直方圖均衡化，其後因為脊節也為橫向排列，上述的肋骨遮罩也會一併將脊節的區域標示出來，若觀察閾值改變時影像的變化，便會發現脊椎的區塊會在一定閾值後會跟其他組織區隔開來。

然此分布模式主要出現於脊椎附近，為避免兩側肋骨邊緣，及手臂等外側訊息干擾，需要先選出脊椎的大致區域，也就是包含脊椎，但小於心臟的範圍。此區域可由像素分布取得。因整張影像中主要強度來源為脊椎骨及心臟，由重心處出發，比較左右側縱列強度，將比重較重的一邊加入區塊。最後便會依序涵蓋進脊椎、心臟最後軀幹，其佔整體影像之比重大致為四成、六成及九成。因此我們最後選定佔總體影像四成亮度的區塊為脊椎的大致範圍。

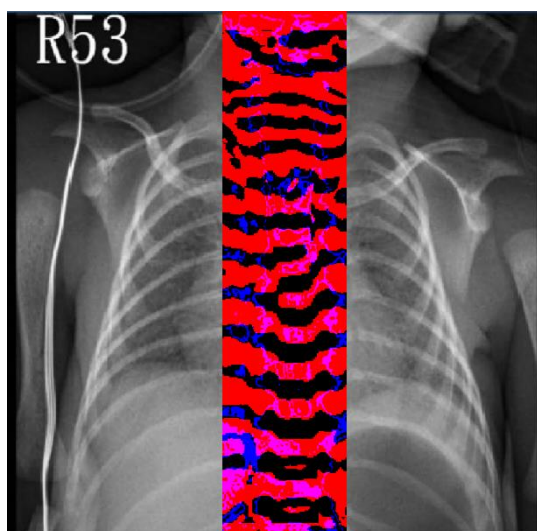


Figure 4.4.1 閾值 150 至 160

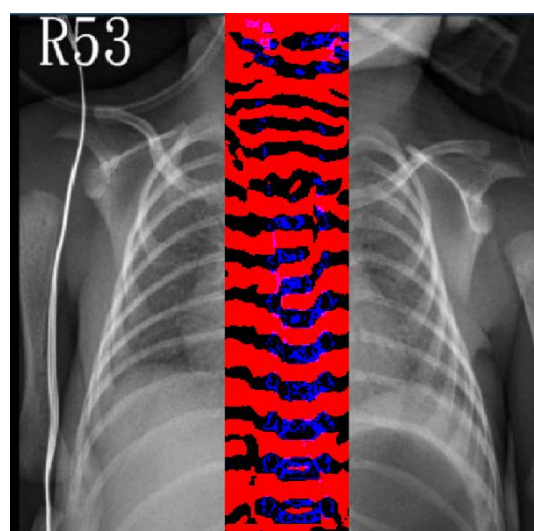


Figure 4.4.2 閾值 180 至 190

上圖中黑色部分即為肋骨遮罩，紅色為大致選定的脊椎範圍，而藍色部分為該閾值下出現於肋骨、脊椎骨區域的像素，紫色部分則為出現在軟組織如心臟、肺部者。在較低於脊椎骨閾值時會以紫色區域居多，而優良的脊椎骨閾值則會以藍色佔大部分比例。因此可藉由藍紫色的比重，去找出恰當的脊椎骨閾值。

閾值	藍像素數	紫像素數	紫：藍
10	0	0	Nan
20	0	0	Nan
30	0	0	Nan
40	0	68	Inf
50	0	506	Inf
60	0	522	Inf
70	2	1585	792.5
80	190	3870	20.37
90	585	4963	8.48
100	1532	6567	4.29
110	3220	7810	2.43
120	4623	10402	2.25
130	5636	11011	1.95
140	8090	18319	2.26
150	9632	16573	1.72
160	7868	11057	1.41
170	10546	5720	0.54
180	12268	2204	0.18
190	8461	501	0.06
200	3017	76	0.03
210	768	0	0
220	121	0	0
230	6	0	0
240	0	0	Nan

Table 4.4.1 不同閾值時的像素分布資料

前圖經計算後的藍紫像素比值，隨著閾值升高會逐漸下降。比值約降至 0.5 以下時，該閾值即可作為脊椎骨的萃取閾值。Table 4.4.1 之萃取結果如 figure 4.4.3 所示。Figure 4.4.4、4.4.5、4.4.6 為隨機選出的其他 CXR 萃取結果。



Figure 4.4.3

Figure 4.4.4

Figure 4.4.5

Figure 4.4.6

在透過閾值的方法取得脊椎骨後，藉由找出最佳近似直線來標定脊椎的方向。

具體做法為先找出區塊內重心，再調整通過該重心直線的斜率，找出變異數最低的直線。

最後一樣藉由範圍標定的概念，取出九成影像比重之區域，取其寬度的 110%作為脊椎骨寬度。結果如 Figure 4.4.7 所示。

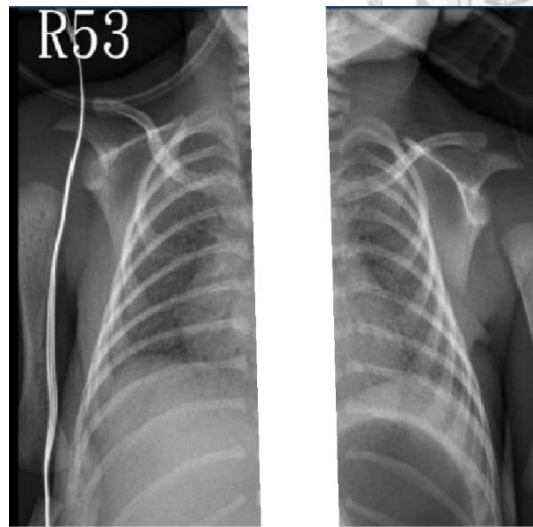


Figure 4.4.7

Figure 4.4.8、4.4.9、4.4.10、4.4.11 為其他影像標定結果。

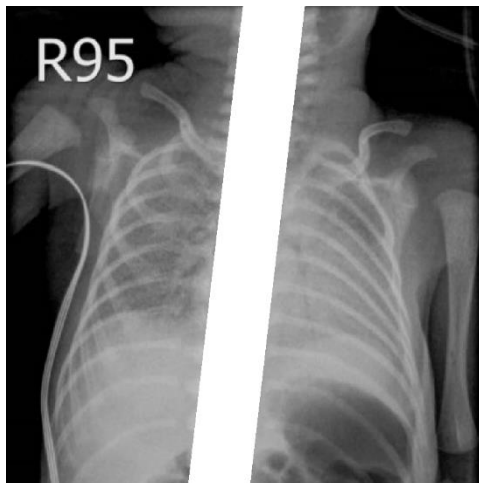


Figure 4.4.8

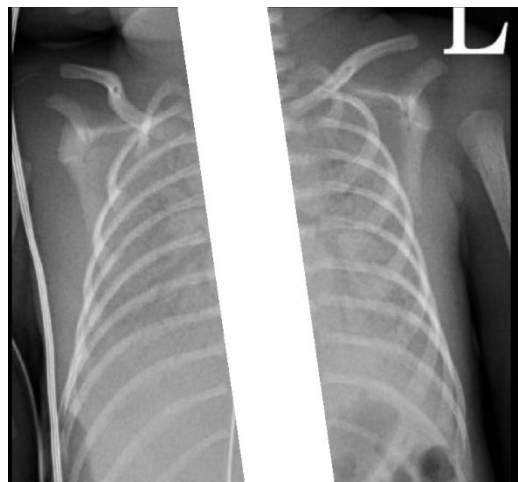


Figure 4.4.9

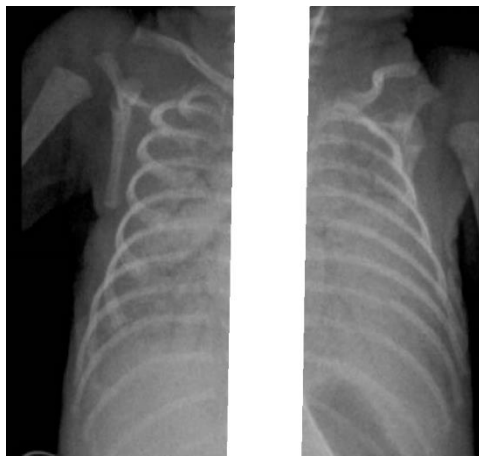


Figure 4.4.10

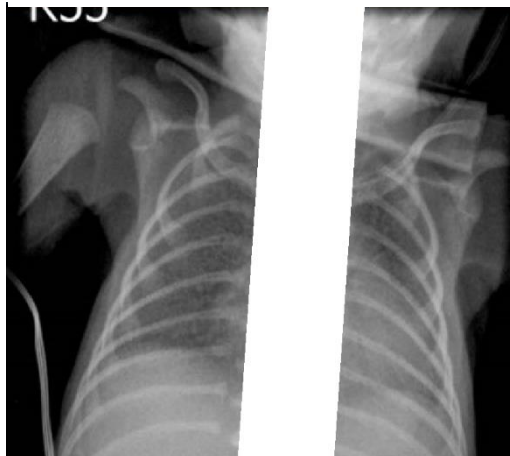


Figure 4.4.11

4.5 胸腔(thoracic cage)

目前標定胸腔有諸多方法，但皆是針對成人 CXR，如區域成長、閾值標定、橫切直方圖變化等，但在新生兒 RDS 的案例中，外部軟組織不明顯，區域成長會標定出胸腔外的範圍，肺部白化使恰當的閾值及橫切直方圖變化難以偵測，因此需要用其他方法。

我們最後使用的方法是邊緣跟隨(edge following)，先使用 Kirsch edge detector 標定出肋骨遮罩的邊緣，並由範圍標定六成影像強度處(心臟外)設為出發點往左右移動，劃出與中央肋骨相連之區域。

Kirsch edge detector 為一 3×3 遮罩。在遍歷影像時會參考每個像素點及其四周的八個點，並比較左方與右方、上方與下方、左上與右下、右上與左下哪邊的強度差值最大，即選定該強度為邊緣訊號。其輸出結果如 Figure 4.5.1、Figure 4.5.2。

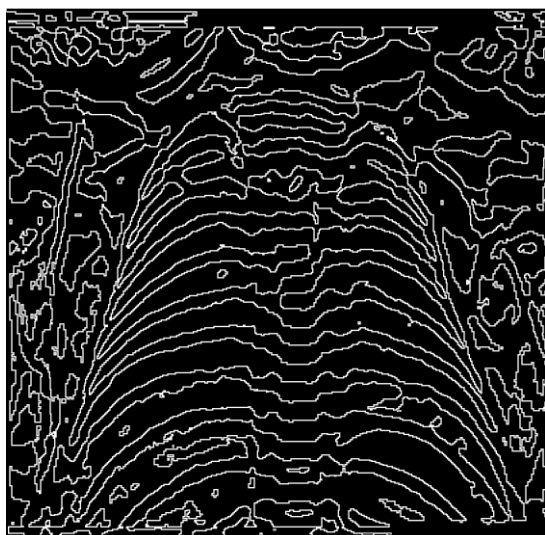


Figure 4.5.1

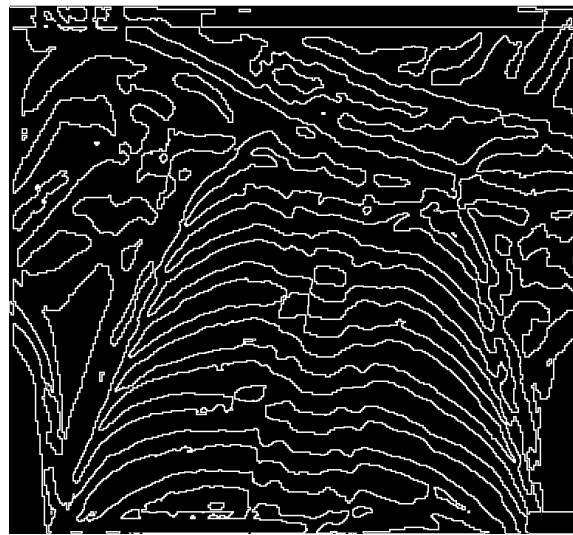


Figure 4.5.2

由出發點的移動規則依往左、往下、往上移動。但往上後不可再往下，往下後亦不可往上，以避免無窮迴圈。最後把走過的路徑末端作為邊界，並往內收 10%的距離，即是一個粗略的胸腔範圍。Figure 4.5.3、Figure 4.5.4 為邊緣跟隨結果。

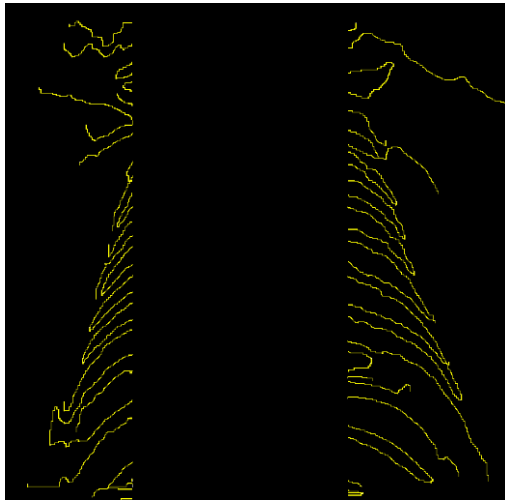


Figure 4.5.3

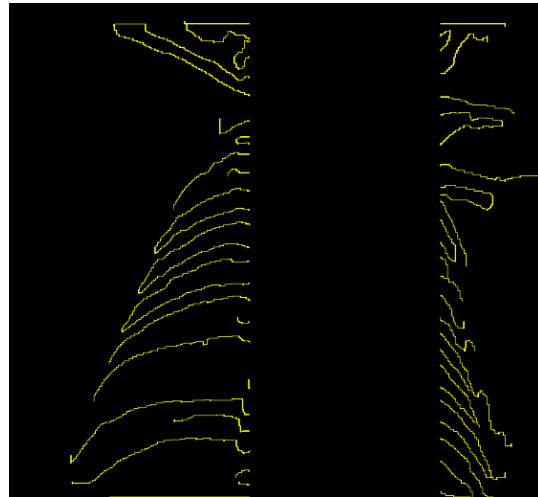


Figure 4.5.4

由邊緣跟隨所取得之胸腔外緣資訊為鋸齒狀，因此藉由上下平均化的方法使其平滑。最後因在肋骨邊緣處前後側肋骨交疊出現，再將邊緣內收一成將其剔除。Figure 4.5.3、Figure 4.5.4 中白線為平滑後之胸腔邊界資訊，藍色為內收後之邊界。

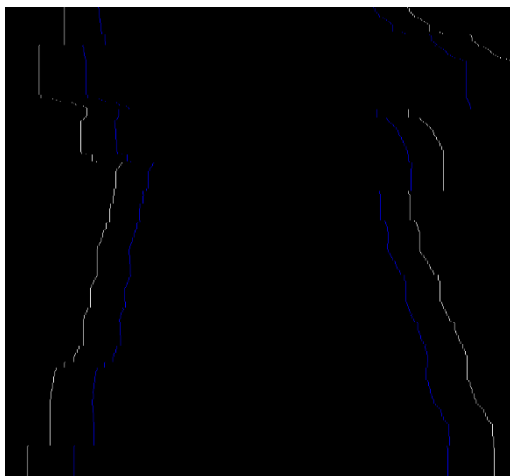


Figure 4.5.5

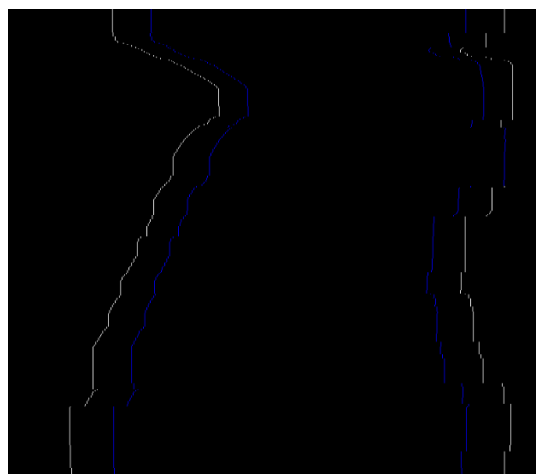


Figure 1.5.6

4.6 肺部區域

藉由組合胸腔、脊椎、肋骨區域的資訊，我們可以找出胸腔內、去除脊椎與肋骨的區域，但這些區域依然包含胃部、肝臟及頭頸部。肝臟及胃部在 CXR 中幾乎是無法辨識的，其原因為第三級以上的 CXR 判斷標準即為橫膈無法區別，且肺部的強度會直接蓋過肝臟，不論是閥值還是邊緣查找都沒有意義，因為材質完全相同。其次胃部若含有羊水會呈現偏白，但若是空腹則會呈現黑色空腔，並無一定特徵。

但頭頸部、胃部及肝臟地帶因為缺乏橫向肋骨，因此在遮罩在經過沒有肋骨的區塊會輸出一整片相連的區域，因此在最後只要能把與上下方相連的區域切除即可，我們選定的參數為上方五分之一及下方四分之一，只要影像中物件有任一部位落在該二區塊內即會被剔除。在此之前要先進行相黏物件的標定，也就是用連接組件標籤演算法(connected component labeling algorithm)。

Figure 4.6.1 為組合胸腔、脊椎、肋骨所得之區域。

Figure 4.6.2 為標籤後，將上下側物件移除之區域。

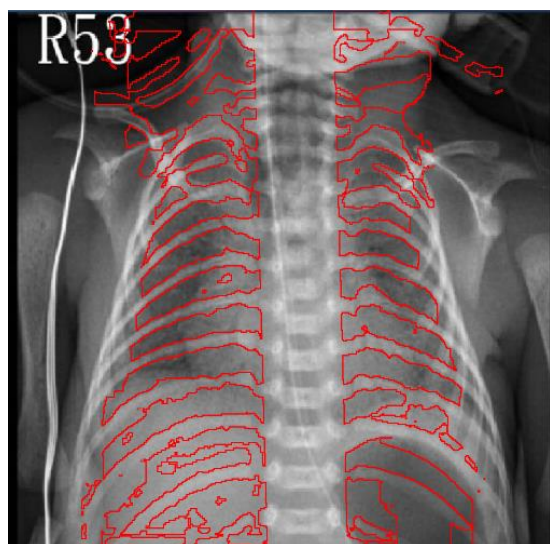


Figure 2.6.1

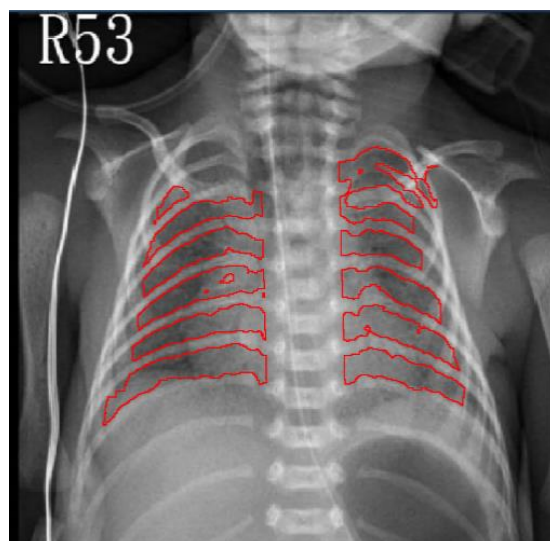
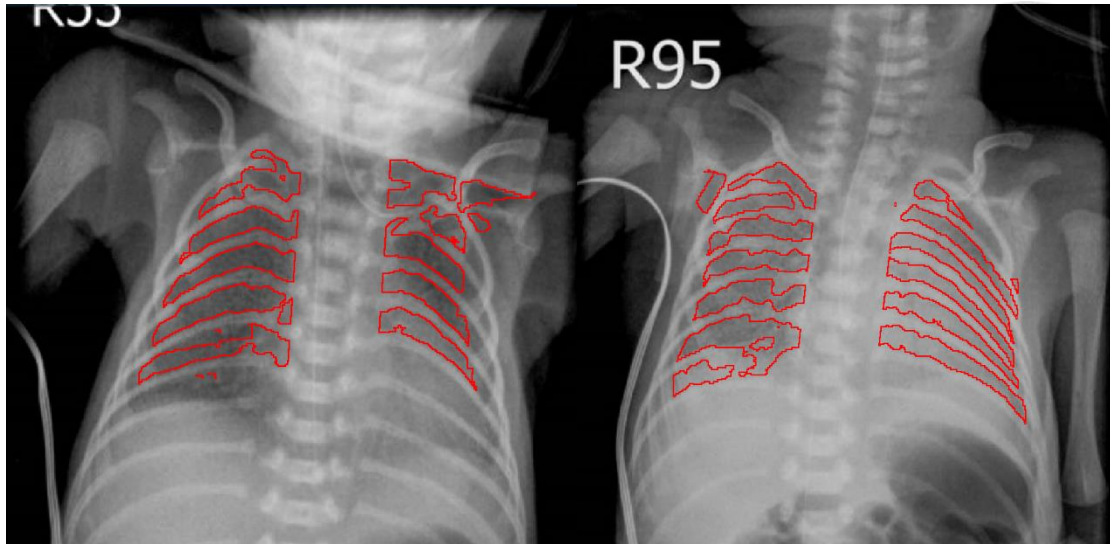
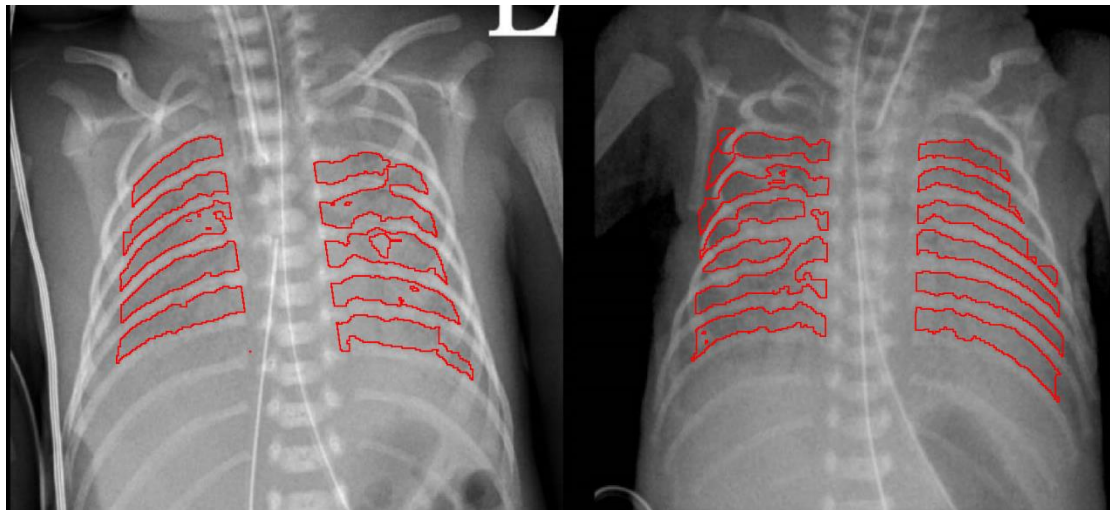


Figure 4.6.2



(a)

(b)



(c)

(d)

Figure 4.6.3 (a) RDS 第二級，(b) RDS 第三級，(c) RDS 第四級，(d) RDS 第四級。

4.7 心臟

上述區塊包含心臟及肺部，一正常的 CXR 中心臟與肺部可以看成兩個強度明顯不同的區塊，如 Figure 4.7.1 所示。由於心臟的強度會高於肺部，此時只要選擇該區域強度的平均值作為閾值的上下分界，就能分別選出肺部與心臟的區塊。

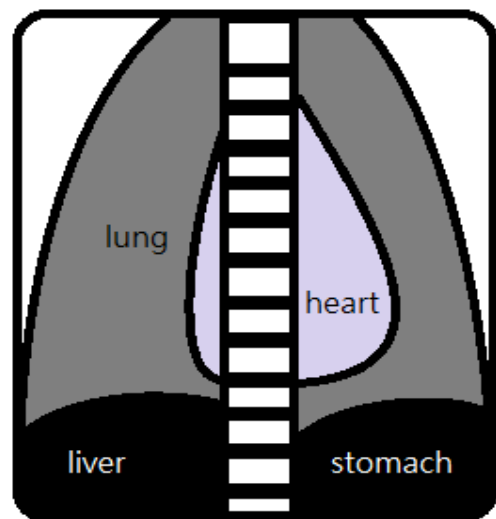


Figure 4.7.1

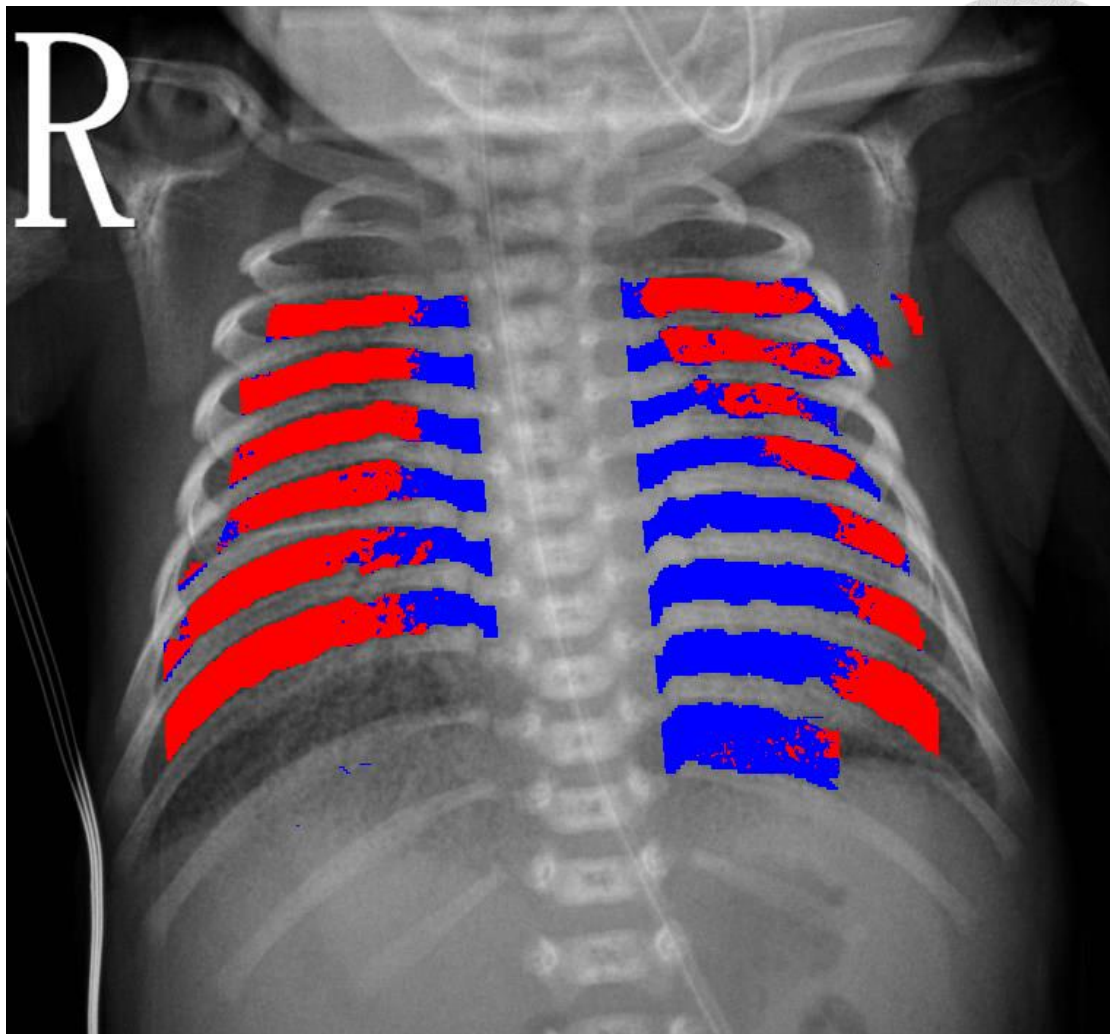


Figure 4.7.2 心肺閾值選取範例：藍色為心臟區域，紅色為肺臟區域。

自動化擷取的工作大抵上告一段落。以上所提出之方法相當簡單、易於實作，且不需進行人機互動。程式執行速度也相當快，在普通電腦設備上，一張圖平均在 30 秒以內能完成，不論在處理大量圖檔或是臨場資料取得都能有效應用。

就結果而言雖會出現局部性破損，且在某些地區會略跑出胸腔外部，但滲漏之發生與材質相近有關，因此在後續計算上的誤差並不明顯。下章會將此程序應用至 36 張樣本影像，擷取區域後進行計算。

第五章 數值計算及結果討論



5.1 計算方法

由前一章節方法所提取之肺部影像區塊，分別針對脊椎及肺部區域，計算區塊中的影像平均強度及變異數。

- a. 平均強度：將區域內所有像素的強度值加總，並除以像素數量。

$$avg(Img_{x*y}) = \frac{\sum_{i,j}^{x,y} I(i,j)}{x * y}$$

- b. 平均變異數：計算每個像素與平均強度的差異，平方後加總，再取平均。

$$var(Img_{x*y}) = \frac{\sum_{i,j}^{x,y} (I(i,j) - avg)^2}{x * y}$$

而選取此二參數的理由如下：

- a. RDS 最明顯的表徵即為肺部在 CXR 上呈現白化，這方面會在肺部、總體的平均強度上表現出來。
- b. 其二是程度較嚴重者的心肺分野消失，整體肺部呈現一整團模糊的狀態，會讓表示材質均勻程度的變異數降低。

5.2 計算結果

使用台大醫院所提供近年來的 36 張新生兒 CXR。其中 RDS 之級數為醫院提供(Table 5.1.1)，部分為經過掃描後翻印之 X 光片，需先經過裁切(Figure 5.1.1 為原影像，Figure 5.1.2 為裁切後)。計算結果如 Table 5.2.2。

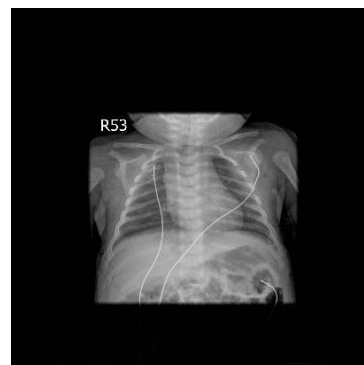


Figure 5.1.1

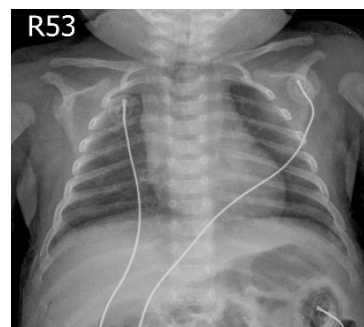


Figure 5.1.2

RDS 級數	張數
0	7
1	6
2	12
3	3
4	8
合計	36

Table 5.2.1

Table 5.2.2

CXR	級數	心強度	肺強度	肺佔面積	平均強度	變異數	脊椎強度
1	4	157.2	140.2	37%	150.8	102.7	180
2	2	143.9	105.8	53%	123.6	512.5	192.3
3	2	165.7	127.3	55%	144.7	487	204.5
4	2	159.6	129.4	53%	143.4	289	200.1
5	1	106.9	66	57%	83.6	557.7	176.2
6	0	165.2	117.5	52%	140.4	733.6	212.8
7	2	143	107.6	51%	123.9	415.2	180.8
8	1	111.6	68.2	52%	90.1	620.6	177.8
9	4	167.7	145	47%	157.1	198.9	209.3
10	1	126.9	88.3	48%	106	503.2	187.9
11	1	90.7	41.6	55%	55.9	557	170
12	2	108.9	82.3	52%	96.9	324.9	182.4
13	2	63.8	36.4	52%	47.1	381.8	102
14	3	150.9	121.3	50%	133.4	271.5	182.2
15	3	116.2	85.8	44%	101.6	299.2	152
16	4	154.3	136.5	50%	146.6	111.3	191.6
17	4	130.1	103.5	44%	120.5	225.7	174
18	4	120.4	99.2	47%	113.2	219.7	166
19	1	171.3	130.6	38%	155.6	635.9	227.2
20	2	144.3	112.2	47%	129.2	348.6	195.9
21	3	146.6	128.2	57%	136.1	133.6	186.2
22	4	96.7	72.9	45%	86	221.2	132.4
23	1	126.8	89.8	44%	110.6	464	170.6
24	2	111.1	82.2	46%	97.8	290.3	152.3
25	0	144.1	90.5	51%	116.9	957.1	195
26	1	129.5	87.2	52%	107.7	613.7	178.8
27	2	149.4	113	55%	129.5	443.7	192
28	2	124.5	75	55%	97.3	841.2	197.5
29	0	132.6	84.1	52%	107.2	815.8	195.4
30	0	135.9	88.8	45%	119.3	1079.9	198.7
31	4	155.7	135	47%	146	185.3	196.7
32	4	131.4	112.3	41%	123.6	136	166
33	0	130.7	83	53%	105.3	801.8	206.8
34	0	156.2	104.8	58%	126.4	865.5	214.2
35	0	139.1	85.7	49%	112.9	913.9	185.8
36	2	132.7	88.5	56%	107.8	651.9	190.8

5.3 修正

在臨床上，X 光造影時的射線強度會依據體型厚度不同而進行調整，因此各張 CXR 的強弱會受到造影時的強度影響。為修正造影時射線強度差異所導致的明亮不同，我們選用 CXR 中最为穩定且亮度最高的脊椎骨，作為射線的強度參考。

X 射線衰減公式： $I = I_0 \exp(-ux)$ u ：物質衰減係數 x ：組織厚度
然而組織厚度與密度，還有衰減係數皆為未知，我們假設嬰兒之間的脊椎厚度與密度皆相同 $\exp(-ux) = C_0$ ，來做為衡量 X 射線強度的標準，從公式中可以得到脊椎骨處之入射強度與衰減後之強度是線性的： $I \propto I_0$ 。也就是脊椎越亮的 CXR，其照射亮度就越強。以此去校正平均強度及變異數。

$$\text{修正平均強度： } avg_{norm} = \frac{\sum_{i,j}^{x,y} \frac{I(i,j)}{I_{sp}}}{x*y} = \frac{\sum_{i,j}^{x,y} I(i,j)}{x*y} * \frac{1}{I_{sp}} = \frac{1}{I_{sp}} * avg$$

$$\text{修正平均變異數： } var_{norm} = \frac{\sum_{i,j}^{x,y} \left(\frac{I(i,j)}{I_{sp}} - avg_0 \right)^2}{x*y} = \frac{1}{(I_{sp})^2} * var$$

因此平均強度及變異數除掉脊椎處的強度、平方強度，即可做為校正後的數值。由 5.1 中的結果可得脊椎平均強度為 184.815。標準化為各圖校正後之數值再乘回此數值，其結果如 Table 5.2.1 所示。

級數	平均值	平均值標準化	變異數	變異數標準化
0	117.64	108.904	838.023	726.879
1	104.829	101.26	683.452	633.956
2	112.834	113.885	453.289	512.277
3	123.723	131.347	234.745	284.455
4	130.473	135.482	175.103	207.155

Table 5.3.1

整體而言數值走向有符合我們的猜想，呈現越嚴重之症狀之 CXR 會因白化現象而有較高的平均值，且整體分野消失讓變異數呈降低趨勢。唯須注意標準化平均值把各級數值拉開，然標準化變異數卻使各級數值差異變小，此修正用於平均值時較有意義。

5.4 數值化後之分級

我們試著去找到一個函數 F ，去表示一張 CXR 呈現的 RDS 嚴重性。依照 CXR 的分級標準，心肺邊界越模糊、整體白化程度越高，RDS 程度越嚴重。其函式應有下式特徵：

$$F(CXR) = \frac{\text{邊界模糊程度}}{\left(\frac{\text{白化程度}}{\text{校正標準}}\right)^{1/\text{比重}}}$$

白化程度為一個在 0 至 255 間的絕對亮度，其值受到 X-ray 照射條件不同所影響，因此較需進行校正。邊界模糊程度以人眼辨識的角度來說，更注重於區塊間的強度差異；且由 Table 5.3.1 之結果可發現，對此進行校正反而使各級數值拉近，無助於釐清各級差異。而二者之影響力為未定值，設其值比重為未知數，後續再做估計。

能表示邊界模糊程度的參數有：變異數、心臟與肺臟強度差；能表示白化程度之參數則如：平均數、肺臟平均。校正標準除了脊椎強度外，尚可選擇心臟強度作為校正標準；比重則暫時設定為 R 。

$$F(CXR) = \frac{\text{var or } (avg_{\text{heart}} - avg_{\text{lung}})}{\left(\frac{avg \text{ or } avg_{\text{lung}}}{avg_{\text{spine}} \text{ or } avg_{\text{heart}}}\right)^{1/R}}$$

以變異數、平均數、脊椎校正為參數，其函式 F 則為：

$$F(CXR) = \frac{\text{var}}{\left(\frac{avg}{\text{spine}}\right)^{1/R}} \quad (\text{eqn. 5.4.1})$$

此值越低應代表嚴重度越高，反之亦然。最後藉由調整 R 值，並比較排列後之順序吻合度，去找出恰當之比重，並比較選定不同參數的排序優劣，即可得較佳之數值模型。以下將舉 eqn. 5.4.1 為例，於 5.4.1 與 5.4.2 列出不同 R 時之 F 值，表格中之 E 為 10 的次方單位。

Table 5.4.1

No.	R=0.25,E+2	Grade	No.	R=0.5,E+1	Grade	No.	R=1,E+1	Grade
11	475.9	1	11	514.9	1	28	170.8	2
28	143	2	28	346.8	2	11	169.4	1
33	119.4	0	33	309.4	0	25	159.6	0
5	110	1	29	271	0	33	157.5	0
8	943.8	1	25	266.1	0	35	150.4	0
29	900	0	34	248.7	0	29	148.7	0
13	842.8	2	5	247.7	1	34	146.7	0
25	739.8	0	35	247.6	0	30	127.6	0
34	714.9	0	8	242	1	8	122.6	1
35	670.7	0	30	209.1	0	5	117.5	1
36	638.6	2	36	204	2	36	115.3	2
30	561.7	0	13	179.4	2	6	111.2	0
10	497.7	1	26	169.2	1	26	101.9	1
26	466.5	1	6	168.5	0	19	928.2	1
12	408.3	2	10	158.3	1	10	892.3	1
6	387.2	0	19	135.5	1	13	827.6	2
2	300.3	2	2	124.1	2	2	797.4	2
19	288.7	1	12	115.2	2	23	715.7	1
23	262.5	1	23	110.4	1	3	688.4	2
27	214.3	2	27	97.5	2	27	657.7	2
3	194.5	2	3	97.3	2	12	611.8	2
7	187.9	2	7	88.3	2	7	605.6	2
20	184.6	2	20	80.2	2	20	528.9	2
24	170.7	2	24	70.4	2	24	452.1	2
15	150	3	15	67	3	15	447.6	3
22	124.1	4	4	56.3	2	4	403.5	2
4	109.8	2	22	52.4	4	14	370.5	3
18	101.8	4	14	50.6	3	22	340.4	4
17	980.6	4	18	47.3	4	17	325.8	4
14	942.3	3	17	4	4	18	322.4	4
9	626.4	4	9	35.3	4	9	264.9	4
31	611	4	31	33.6	4	31	249.7	4
21	467.5	3	21	25	3	21	182.8	3
32	441.9	4	32	24.5	4	32	182.6	4
16	325.2	4	16	19	4	16	145.6	4
1	208.2	4	1	14.6	4	1	122.6	4

Table 5.4.2

No.	R=2,E+1	Grade	No.	R=4,E+1	Grade	No.	R=8,E+1	Grade
25	123.6	0	25	108.8	0	25	102	0
28	119.9	2	35	103.5	0	35	97.3	0
35	117.2	0	28	100.4	2	34	92.5	0
34	112.7	0	34	98.8	0	28	91.9	2
33	112.4	0	33	94.9	0	29	87.9	0
29	110.1	0	29	94.8	0	33	87.2	0
30	99.7	0	30	88.1	0	30	82.8	0
11	97.1	1	6	81.4	0	37	77.3	0
37	90.3	0	36	75.2	2	36	70	2
8	87.2	1	8	73.5(6)	1	8	67.6	1
36	86.7	2	11	73.5(5)	1	19	66.7	1
5	81	1	19	69.9	1	26	65.4	1
26	79.1	1	26	69.7	1	11	64	1
19	76.8	1	5	67.2	1	5	61.2	1
10	67	1	10	58.1	1	2	54.2	2
2	63.9	2	2	57.2	2	10	54.1	1
3	57.9	2	3	53.1	2	3	50.8	2
23	57.6	1	23	51.7	1	23	49	1
13	56.2	2	27	49	2	27	46.6	2
27	54	2	13	46.3	2	7	43.5	2
7	50.1	2	7	45.6	2	13	42.1	2
12	44.6	2	20	38.7	2	20	36.7	2
20	42.9	2	12	38.1	2	12	35.2	2
15	36.6	3	15	33.1	3	15	31.5	3
24	36.2	2	24	32.4	2	24	30.7	2
4	34.1	2	4	31.4	2	4	30.1	2
14	31.7	3	14	29.3	3	14	28.2	3
22	27.4	4	17	24.7	4	17	23.6	4
17	27.1	4	22	24.6	4	22	23.3	4
18	26.6	4	18	24.2	4	18	23.1	4
9	23	4	9	21.4	4	9	20.6	4
31	21.5	4	31	20	4	31	19.2	4
32	15.8	4	32	14.6	4	32	14.1	4
21	15.6	3	21	14.5	3	21	14	3
16	12.7	4	16	11.9	4	16	11.5	4
1	11.2	4	1	10.7	4	1	10.5	4

為了表示出級數與數值變動一致的趨勢性，在做圖時讓 F 在 Y 軸上之數值 (藍線)標準化為 $F_{norm} = 4 \left(1 - \frac{F}{F_{max}}\right)$ ，各 R 值繪圖於 Figure 5.4.1~5.4.6。

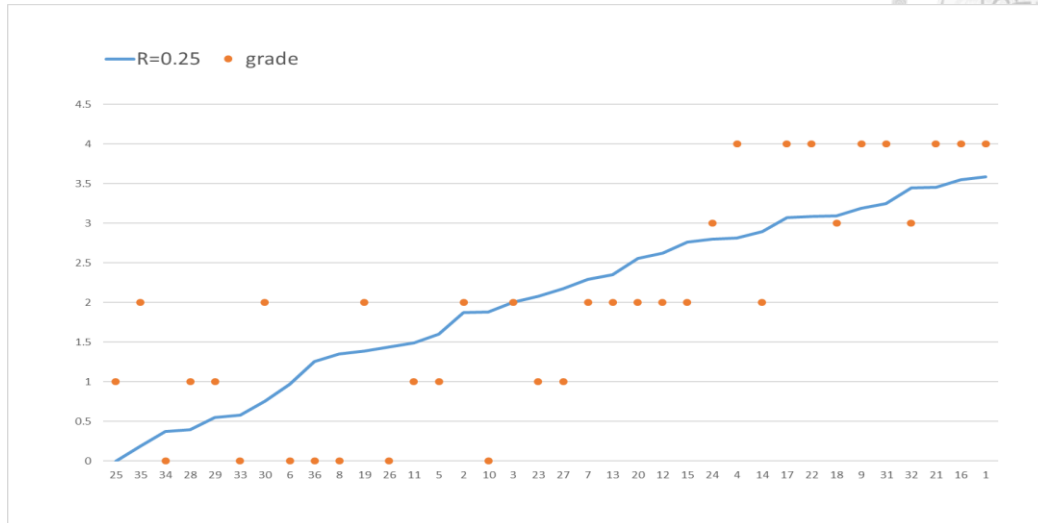


Figure 5.4.1

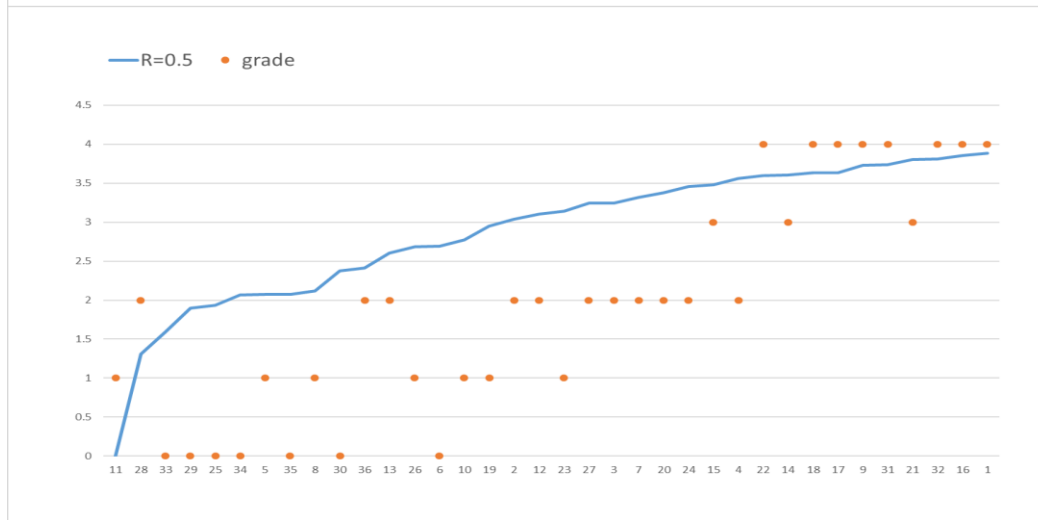


Figure 5.4.2

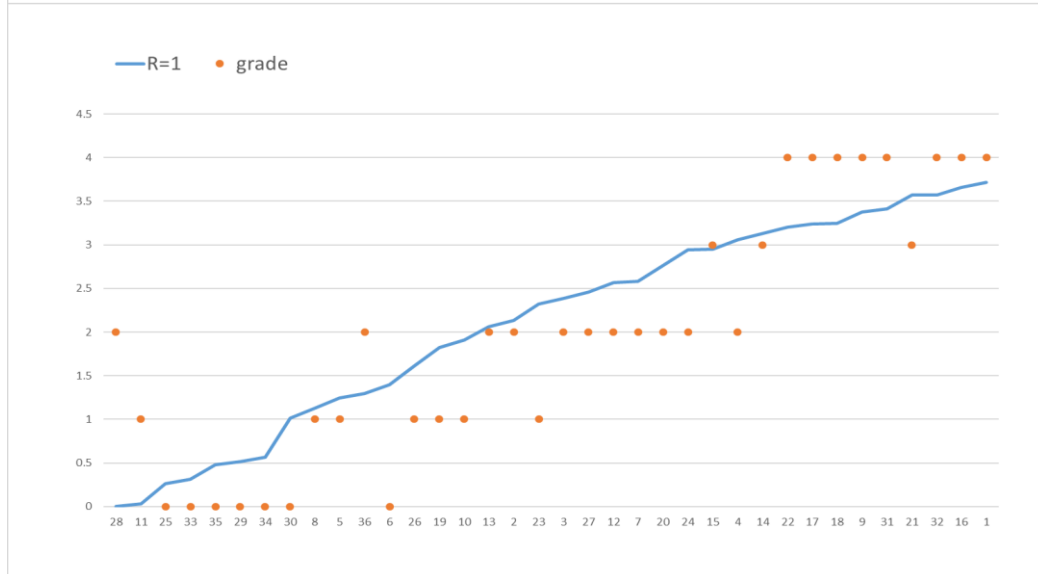


Figure 5.4.3

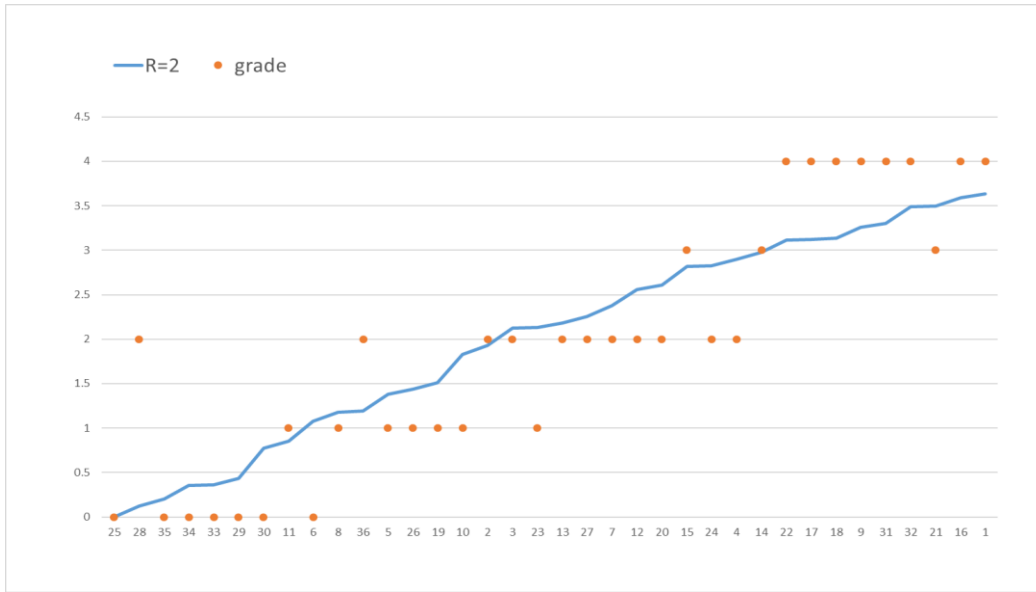


Figure 5.4.4

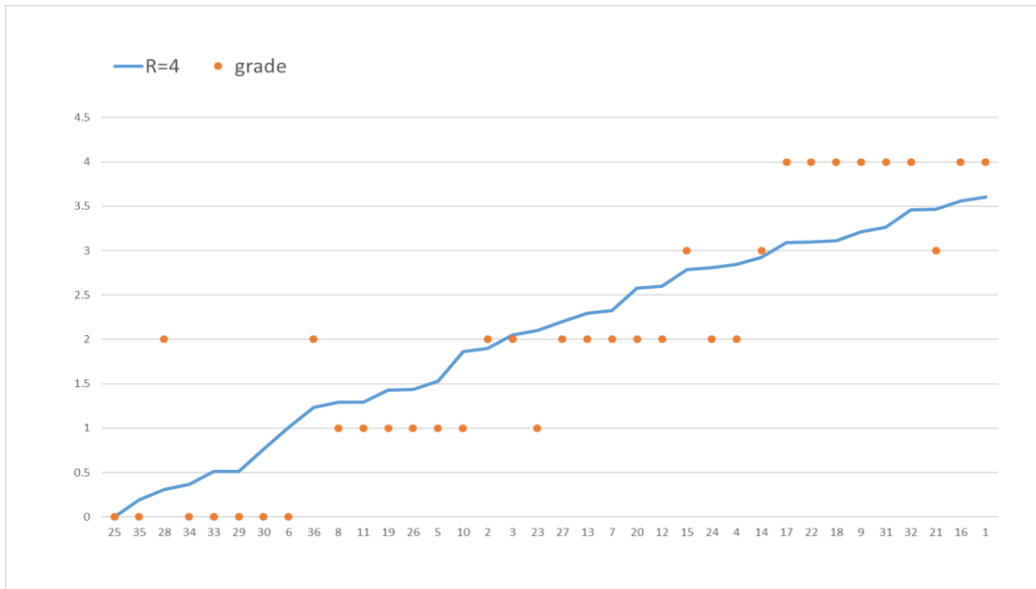


Figure 5.4.5

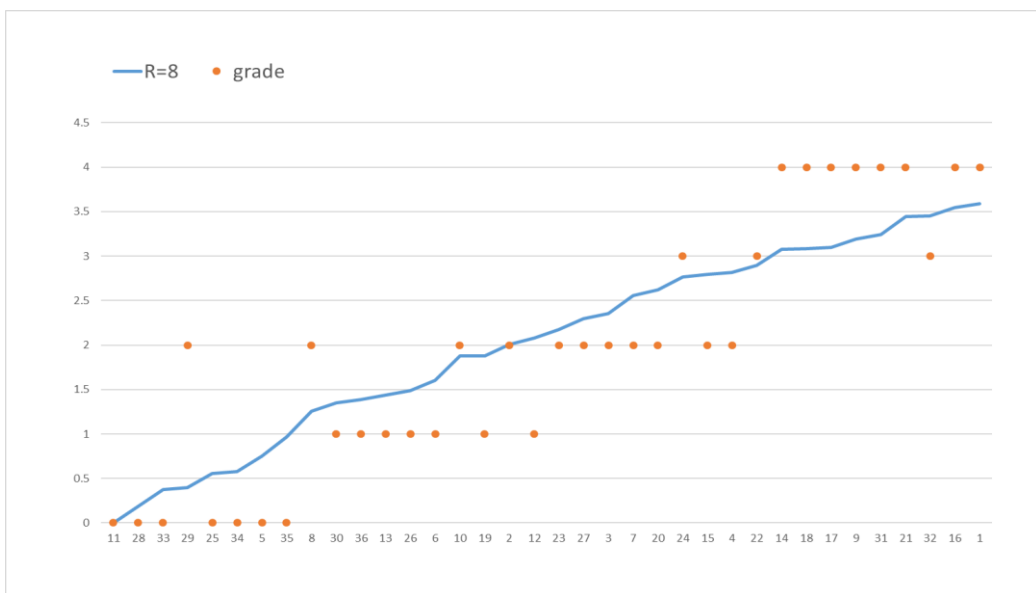


Figure 5.4.6

由圖表可看出數值化後，數值高低與嚴重程度的相關性，階梯狀越明顯者，相關性越高。依據各圖順序，界定數值化後的排序分級，並找出排序不一致之張數。Figure 5.4.7 與 Figure 5.4.8 分別為 $R=0.25$ 及 $R=4$ 排序分級結果。其中紅線標出排序分級與醫師分級不一致之 CXR。

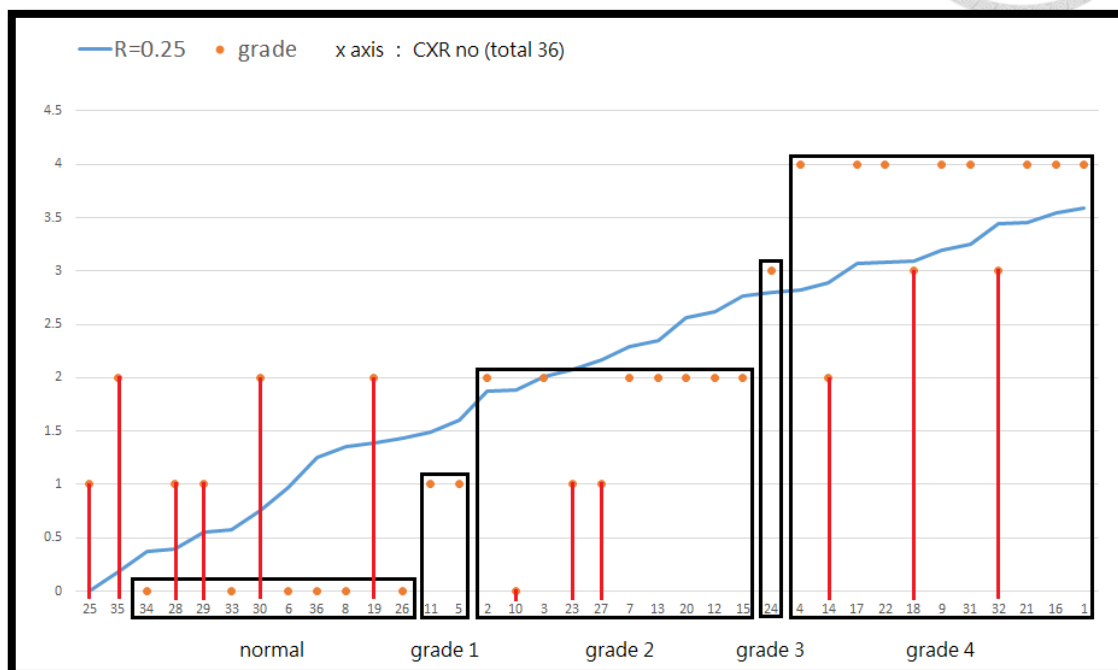


Figure 5.4.7

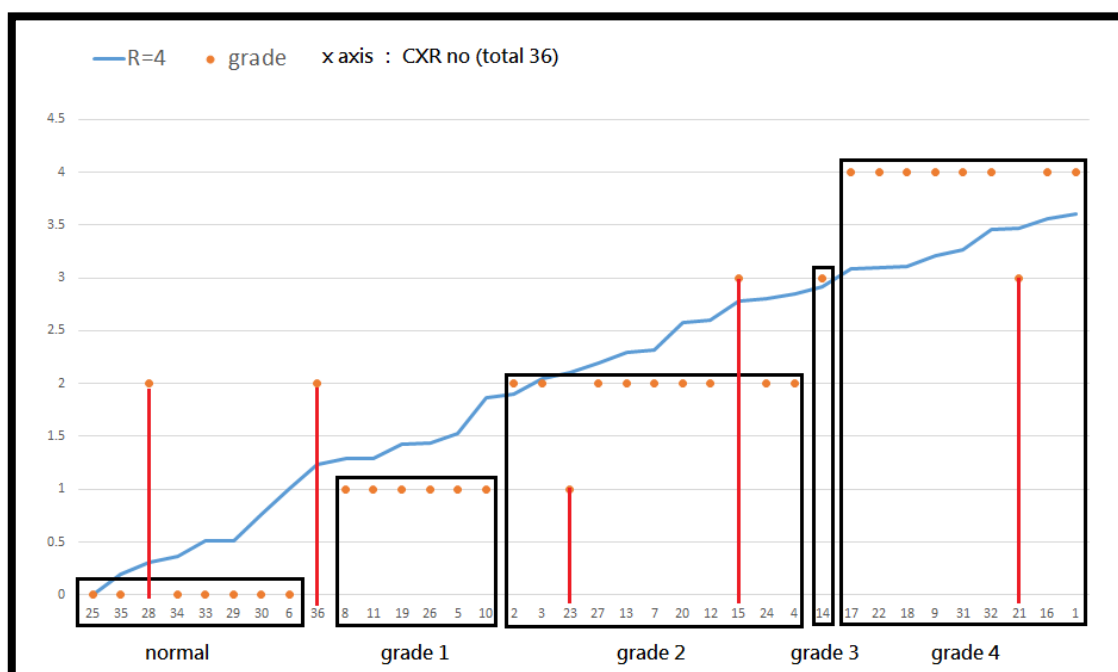


Figure 5.4.8

其餘 R 值排序後之結果如 Table 5.4.3 所示。可發現最佳及最差之 R 值即為 4 及 0.25。

R	排序不一致張數	R	排序不一致張數
0.25	12	2	6
0.5	11	4	5
1	7	8	6

Table 5.4.3

$$F(CXR) = \frac{\text{var or } (avg_{heart} - avg_{lung})}{\left(\frac{avg \text{ or } avg_{lung}}{avg_{spine} \text{ or } avg_{heart}} \right)^{1/R}} \quad \text{eqn. 5.4.2}$$

除了 eqn. 5.4.1 外，尚有七種組合(如 eqn. 5.4.2 所示)，其操作流程與上述皆同。各 R 值交由程式排序後，其結果列於 Table 5.4.4。

編號	邊界模糊	白化程度	校正	最佳 R	誤差
1	<i>var</i>	<i>avg</i>	<i>spine</i>	4	5/36
2	<i>var</i>	<i>avg</i>	<i>heart</i>	2	5/36
3	<i>var</i>	<i>lung</i>	<i>spine</i>	3	5/36
4	<i>var</i>	<i>lung</i>	<i>heart</i>	2	5/36
5	<i>heart-lung</i>	<i>avg</i>	<i>spine</i>	3	6/36
6	<i>heart-lung</i>	<i>avg</i>	<i>heart</i>	1	7/36
7	<i>heart-lung</i>	<i>lung</i>	<i>spine</i>	3	7/36
8	<i>heart-lung</i>	<i>lung</i>	<i>heart</i>	2	7/36

Table 5.4.4

編號 1 至 4 四組參數排序結果最好，但整體上來說此八組表示法的排序結果都相當接近，皆可做為參考。

5.5 結果與討論

由前節計算結果顯示，若取編號 1 之參數，其函式為：

$$F(\text{image}) = \frac{\text{var}}{\left(\frac{\text{avg}}{\text{spine}}\right)^{1/4}}, \text{ 其分級數值列於 Table 5.4.5。}$$



Table 5.4.5

RDS CXR 級數	醫師判別方式	數量化分級(R=4)
正常	無特殊徵兆者	$F > 750$
第一級	肺部出現細粟粒狀毛玻璃樣陰影	$750 > F > 580$
第二級	支氣管充血產生管影	$580 > F > 300$
第三級	心緣邊界模糊	$300 > F > 250$
第四級	整片肺皆成白色	$250 > F$

在醫師判別方式上，毛玻璃狀陰影及管影之出現先後，在原因上之解釋為：各處體積較小而先塌陷之肺泡，會使肺部產生不均勻霧化現象，而其後因攝氧不足才致使支氣管充血產生管影；而隨對 X 射線通透量高的氣體在肺部總量隨嚴重度減少，CXР 中肺部呈現越來越白的趨勢，漸漸無法與原本亮度較高的心臟做出區別，到最後成為一體性的白色肺。

而在數值化的排序分類結果上，總計 36 張 CXР 中，31 張與醫師所分級的嚴重性排序一致，4 張上下誤差一個等級，1 張誤差兩個等級，正確率為 86%。就算未特別偵測肺部是否出現霧狀材質及黑色管影，只檢測其白化與對比，也能有相近之排序結果，說明在判斷上不一定需要以特定病徵為準，光就對比度即能獲得有用資訊。

此研究之動機為為 RDS CXР 檢測尋找一量化標準，此標準若能在統計上達成一定之效度與信度，即能成為一臨床上可使用的輔助數值。唯 36 張的影像數量，在醫學上不足為可依賴之成果；且第三級之影像只有三張，代表性不足；因此僅能初步總結，此 CXР 檢測方法在數值化上是可能的，然具體結論還有賴往後研究。

以下對本論文之成果做個小結：

- 提供一套簡單、易於實作、快速，且完全自動化的肺部影像擷取方法。
- 藉由比對此定量法與定性分級的一致性，說明了量化的可能性。

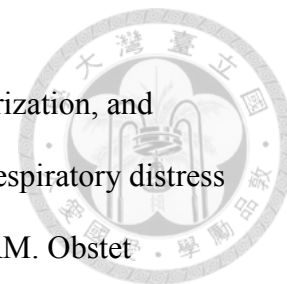
5.6 未來發展及改進方向

目前在 RDS CXR 方面的研究，多採取先構想完實驗方法再進行實驗的方式[8][9]。以此便能事先控制眾多參數，如記錄早產兒(新生兒)的體重、身體厚度、照射的 X-ray 強度、照射時間及臨床表現。困難點在於此類型研究必須要與醫院有密切合作，且要取得足夠病例數需要非常長時間的參與。但本論文僅為病歷調閱之研究，參數的控制相對薄弱。若有條件能控制實驗參數，則所做之結論將更有可信度。

此外在 X-ray 射線強度對數值的校準上尚有可議之處。事實上 X-ray 的衰減，依能量及強度不同，各物質的衰減係數並非固定不變。可以藉由研究與肺部組織、脊椎骨節材質與厚度相近之材料在 X-ray 造影之結果，應能得到較佳的校正模型。

最後就是樣本數量的問題，若能取得大量的 CXR，不僅在影像處理上能使用更多基於機器學習原理的擷取方法[10]，可以達到較精準的擷取品質；且對於生物類型的實驗，足夠大的母體樣本數更是不可或缺的一環。

參考資料



- [1] Comparison of lecithin: sphingomyelin ratio, fluorescence polarization, and phosphatidylglycerol in the amniotic fluid in the prediction of respiratory distress syndrome. Hamilton PR, Hauschild D, Broekhuizen FF, Beck RM. *Obstet Gynecol.* 1984 Jan;63(1):52-6.
- [2] Comparison between clinical and radiological classification of infants with the respiratory distress syndrome (RDS). P. O. Kero, E. O. Mäkinen. *Eur J Pediatr.* 1979 April 3; 130(4): 271–278.
- [3] A Survey of Lung Segmentation Techniques. Manali Laxman Joshi, Prof. Prajakta. P. Nalgirkar. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*; Volume 5, Issue 3, March 2015:914-919.
- [4] Design and Implementation of Efficient Information Retrieval Algorithm for Chest X-Ray Images. M. Shoaib, Usamn Ghani, Shazia, Kalsoom k. & Syed Khaldoon K. *Journal of American Science* 2009;5(4):43-48.
- [5] Detection of Rib Borders on X-ray Chest Radiographs. Rui Moreira¹, Ana Maria Mendon, ca¹, and Aur'elio Campilho¹. *Image Analysis and Recognition Volume 3212 of the series Lecture Notes in Computer Science* pp 108-115.
- [6] Pattern Recognition of Chest X-Ray Images, Jun-Ichiro Toriwaki, Yasuhito Suenaga, Toshio Negoro, Teruo FuKuMura. *Computer graphics and image processing* (1973) 2, 252-271.
- [7] Design and Implementation of Efficient Information Retrieval Algorithm for Chest X-Ray Images. M. Shoaib, Usamn Ghani, Shazia, Kalsoom k. & Syed Khaldoon K. *Journal of American Science* 2009;5(4):43-48.
- [8] 新生兒肺透明膜病 86 例 X 線診斷及臨床分析，張凱鐘、朱洪寶。中華實用醫藥雜誌，2005-9-21。

[9] 新生儿肺透明膜病 50 例影像分析。鄧憲華。中華現代影像學雜誌， 2007
年 4 月 26 日。

[10] Automated Detection of Lung Diseases in Chest X-Rays. Sameer Antani,
PhD. April 2015 Technical Report to the LHNCBC Board of Scientific
Counselors.

